



Efectos del número de bits de LUT de un monitor sobre la calidad de las imágenes

Rodrigo Duarte¹

¹Núcleo de Ingeniería Biomédica - Facultades de Medicina e Ingeniería - Universidad de la República, Uruguay

Email: rodrigoduar[en]gmail[.]com;

Resumen

Se presenta un estudio sobre el efecto del número de bits de la Look-Up Table (LUT) de un dispositivo sobre el error de aproximación a la curva de calibración Grayscale Standard Display Function (GSDF), definida en la norma DICOM. Mediante el estudio de distintas topologías de LUT se cuantifica el error introducido y su influencia sobre la calidad de las imágenes médicas.

Palabras Clave: Calibración, Look-Up Table, GSDF.

1. Introducción

El uso de imágenes como herramienta de diagnóstico por parte de médicos y especialistas es de suma importancia y, por lo tanto, es necesario que los sistemas de visualización utilizados sean confiables.

Desde los comienzos de la imagenología médica han existido inconsistencias en las presentaciones de escalas de grises entre diferentes dispositivos de visualización, ya sea entre distintos monitores o entre lo presentado en el monitor y la copia impresa. Esas inconsistencias contribuyeron a que la comunidad de radiólogos mantuviera reserva en trabajar con imágenes directamente desde los monitores.

La detección de anomalías en una imagen médica se presenta como una diferencia de contraste. Esa diferencia se puede ver comprometida por dos factores:

- Propiedades electrónicas de los dispositivos, como la luminancia máxima y mínima, que afecta el contraste y hacen que un detalle clínicamente relevante se haga imperceptible.

- En el caso de las pantallas de cristal líquido (LCD), la función que transforma los niveles de voltaje en valores de luminancia no es monótona, presenta escalones debido al comportamiento del cristal líquido.

Conociendo la importancia y la necesidad de una estandarización, el "American College of Radiology" (ACR) y la "National Electrical Manufacturers Association" (NEMA) formaron un comité para desarrollar el estándar "Digital Imaging and Communication in Medicine" (DICOM).

En particular, en la parte 14 de la norma DICOM se desarrolló una función estándar, la "Grayscale Standard Display Function" (GSDF), que relaciona el valor digital de los píxeles de entrada con los valores de luminancia mostrados en pantalla, buscando una linealización perceptual, basándose en la respuesta del sistema visual humano. Todos los dispositivos que manejan imágenes médicas deberían seguir esa función para lograr una presentación consistente. La forma de implementar esta función es modificar los valores de la "Look-Up Table" (LUT) de los dispositivos de visualización.

2. Grayscale Standard Display Function

Todos los dispositivos de visualización presentan un comportamiento muy variado al transformar los impulsos eléctricos de entrada en valores de luminancia. Esto representa un problema en el ambiente médico, donde las imágenes son utilizadas para diagnóstico, el que debe ser consistente e independiente del dispositivo utilizado para mostrar la imagen.

El principal objetivo de la "Grayscale Standard Display Function" (GSDF) es lograr que la representación de las imágenes sea independiente del dispositivo utilizado para visualizarla. La GSDF se define como la interpolación matemática de 1023 niveles de luminancia obtenidos del modelo de sensibilidad al contraste del ojo humano, de Peter Barten, y permite calcular la luminancia, en Candelas por metro cuadrado (Cd/m^2), en función del índice "Just Noticeable Difference" (JND). En la figura 1 se muestra la curva GSDF.

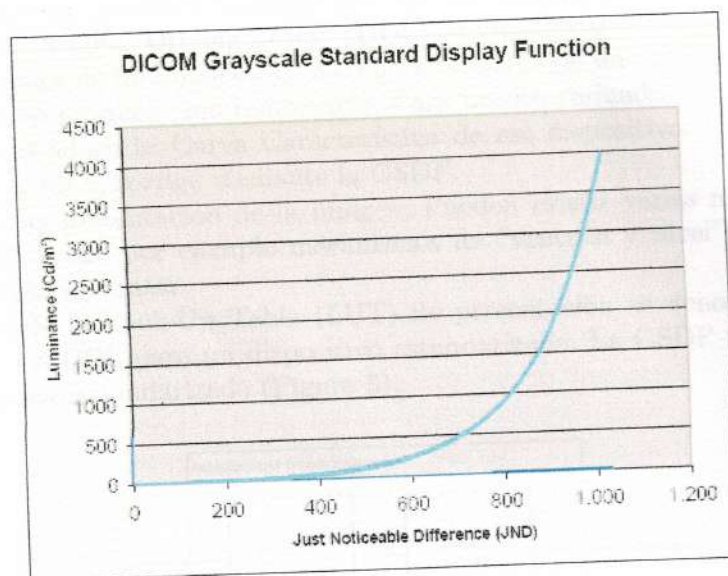


Figura 1: Función GSDF. (Tomado de [1])

El eje X de la gráfica corresponde al umbral de contraste apenas perceptible por el ojo humano (JND), para el nivel de luminancia dado en el eje Y (Cd/m^2). La curva muestra que el ojo es más sensible en el rango de luminancia más bajo, es decir que con niveles de luminancia más bajos el ojo percibe diferencias de contraste menores. La GSDF está perceptualmente linealizada, ya que el mismo cambio en el rango de valores JND se traslada a una misma percepción de diferencia de contraste en la salida.

En la figura 2 se muestra que para dos cambios de la misma amplitud dJND1 y dJND2 le corresponden los rangos de luminancia C1 y C2 respectivamente. Ambas diferencias JND son iguales, pero el rango C2 es mayor, es decir que se requiere un cambio de luminancia mayor para producir la misma percepción.

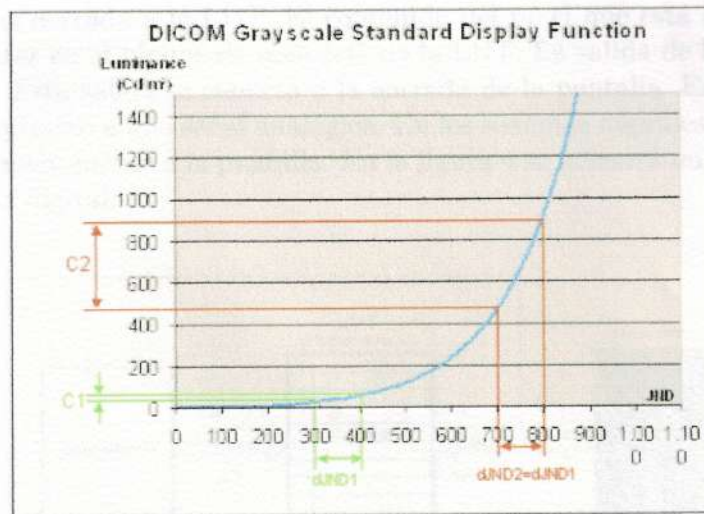


Figura 2: Linealización perceptual, las diferencias de contraste C1 y C2 se perciben como iguales. (Tomado de [1])

El proceso de estandarización de un dispositivo consiste en la calibración de la curva de transferencia que lleva de los valores digitales que manejan la pantalla a valores de luminancia.

Dado un dispositivo, el “Digital Driving Level” (DDL) es un valor digital que colocado a la entrada de una pantalla produce un valor de luminancia. El conjunto de DDLs de un dispositivo son todos los posibles valores discretos que pueden producir una luminancia. Para un determinado dispositivo, el mapeo de DDL a valores de Luminancia produce la Curva Característica de ese dispositivo. La Curva Característica es específica del dispositivo, y no se corrige mediante la GSDF.

La GSDF es parte de la presentación de la imagen. Pueden existir varias modificaciones a la imagen antes de aplicar la GSDF, como por ejemplo mecanismos de “ventana y nivel” para seleccionar parte del rango dinámico que se desea presentar.

Los valores de salida de la Look-Up Table (LUT) de presentación se denominan P-Valores. Esos P-Valores se convierten en los DDL para un dispositivo estandarizado. La GSDF mapea P-Valores a valores de luminancia del dispositivo estandarizado (Figura 3).

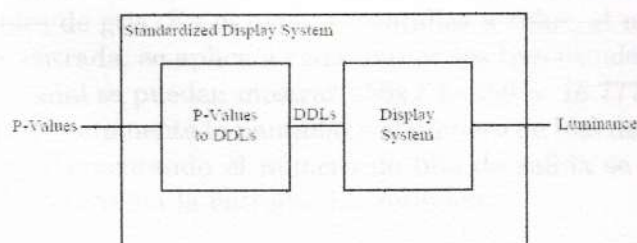


Figura 3: Mapeo de P-Valores a Luminancia mediante una transformación intermedia a valores DDL. (Tomado de [3])

3. Look-Up Table (LUT)

Una Look-up table (LUT) es un bloque de memoria que se encuentra ubicada entre la memoria de video de la tarjeta gráfica y la pantalla. Las líneas de dirección de esta memoria están conectadas a la tarjeta de video, y se les denomina entrada a la LUT. El contenido del píxel que está almacenado en la tarjeta de video indica a dónde apuntar en el bloque de memoria de la LUT. La salida de la LUT es el contenido de la memoria, es decir el dato. Esta salida se conecta a la entrada de la pantalla. En los sistemas analógicos, la salida digital se convierte primero a una señal analógica. En los sistemas digitales, como las pantallas LCD, la salida de la LUT ingresa directamente a la pantalla. En la figura 4 se muestra un esquema de funcionamiento de la LUT para un sistema digital.

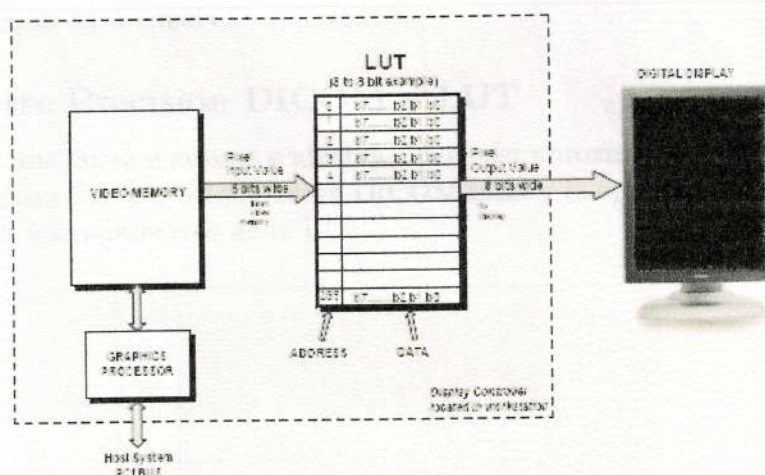


Figura 4: Esquema de funcionamiento de la LUT para un sistema digital. (Tomado de [1])

Para las pantallas a color, el esquema de LUT se repite tres veces, para el color rojo (R), el verde (G), y el azul (B). En el caso de pantallas de grises solo hay una LUT que describe el nivel de intensidad de gris.

El contenido de la LUT se puede cambiar sin interrumpir la imagen que se muestra en pantalla. Esto implica que se puede cambiar dinámicamente el contenido, por ejemplo mejorar el contraste o aplicar una función de nivel y ventana sobre la imagen. En el caso de pantallas a color se puede modificar la paleta de colores utilizada, y esos cambios afectan a toda la pantalla simultáneamente y de forma más rápida que si se actualizara píxel a píxel la imagen.

Cuando una LUT tiene m bits de entrada y n bits de salida, se dice que es una LUT de m a n , es decir que puede direccionar en una misma imagen hasta 2^m niveles de gris simultáneamente, y cada píxel puede tomar uno de 2^n niveles posibles de gris. En el caso de pantallas a color, el número de niveles simultáneos, dado por el número de bits de entrada, se aplica a cada uno de los tres canales de color R, G y B. Para una entrada de LUT de 8 bits por canal se pueden mostrar $256 \times 256 \times 256 = 16.777.216$ colores distintos.

La salida de la LUT maneja directamente la pantalla, y el número de bits de salida determinan la precisión del nivel de gris de cada píxel. Aumentando el número de bits de salida se aumenta la precisión, pero el número simultáneo de grises lo determina la entrada. En resumen:

- **Entrada LUT** determina número de grises simultáneos en una imagen.
- **Salida LUT** determina precisión del valor de gris mostrado por cada píxel.

Además de afectar la calidad de la imagen, el número de bits de entrada y de salida de la LUT tienen consecuencias sobre la precisión con la que se puede aproximar una determinada relación entre valores de píxel y valores de luminancia. Esa relación entre valores de píxel y valores de luminancia es lo que especifica el estándar DICOM para imágenes médicas.

4. Calidad de una imagen

La calidad de una imagen es un parámetro subjetivo y difícil de cuantificar. En este caso se consideran algunos parámetros importantes que influyen en la calidad de una imagen médica:

- **Precisión DICOM:** Capacidad de un dispositivo de visualización de responder a la curva teórica definida en la norma DICOM.
- **Resolución de contraste:** Capacidad de un dispositivo de direccionar un número suficiente de niveles de gris en una imagen.
- **Mach banding:** Efecto fisiológico (ilusión óptica) relacionado con la aparición de bandas adyacentes a un cambio brusco de luminancia.

4.1. Relación entre Precisión DICOM y LUT

La curva DICOM es una curva continua e ideal que debe ser aproximada por un sistema digital mediante pasos discretos. En la figura 5 se muestra la curva DICOM ideal y la aproximación de un sistema digital. En la aproximación influyen los parámetros de la LUT.

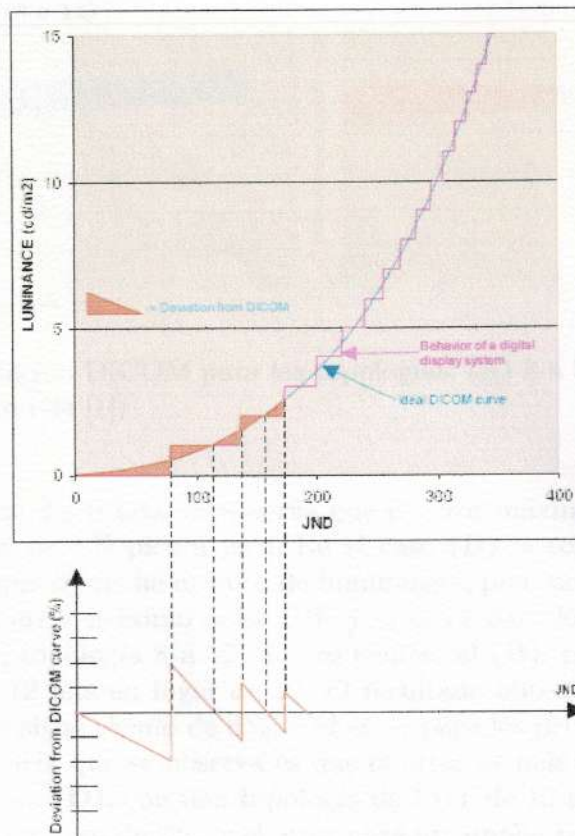


Figura 5: Aproximación de un sistema digital a la curva DICOM ideal y error introducido. (Tomado de [1])

El número de pasos discretos de JND que el sistema puede tomar está determinado por el número de bits de entrada de la LUT, representado en el eje X. El número de bits de salida de la LUT, junto con la resolución de entrada del dispositivo, determinan con qué precisión se puede determinar cada paso de luminancia. En la medida en que se considere un mayor número de bits para describir los valores de X e Y, se obtiene una mayor precisión en la aproximación a la curva GSDF.

En la figura 5 se muestra también el error en cada paso en JND respecto a la curva ideal. Los triángulos sobre la curva indican la diferencia entre la curva aproximada y la curva ideal. Para obtener un error porcentual se divide el valor del error entre el valor ideal de la curva DICOM.

Este estudio de error fue realizado para cuatro topologías de LUT: **(A)** De 8 a 8 bits; **(B)** De 8 a 10 bits; **(C)** De 8 a 12 bits y **(D)** De 10 a 10 bits.

En la figura 6 se muestra el resultado de la desviación DICOM para las distintas topologías consideradas. En el eje vertical se muestra la desviación porcentual respecto a la curva DICOM ideal, y en el eje horizontal se expresa la secuencia de valores JND codificados en 14 bits.

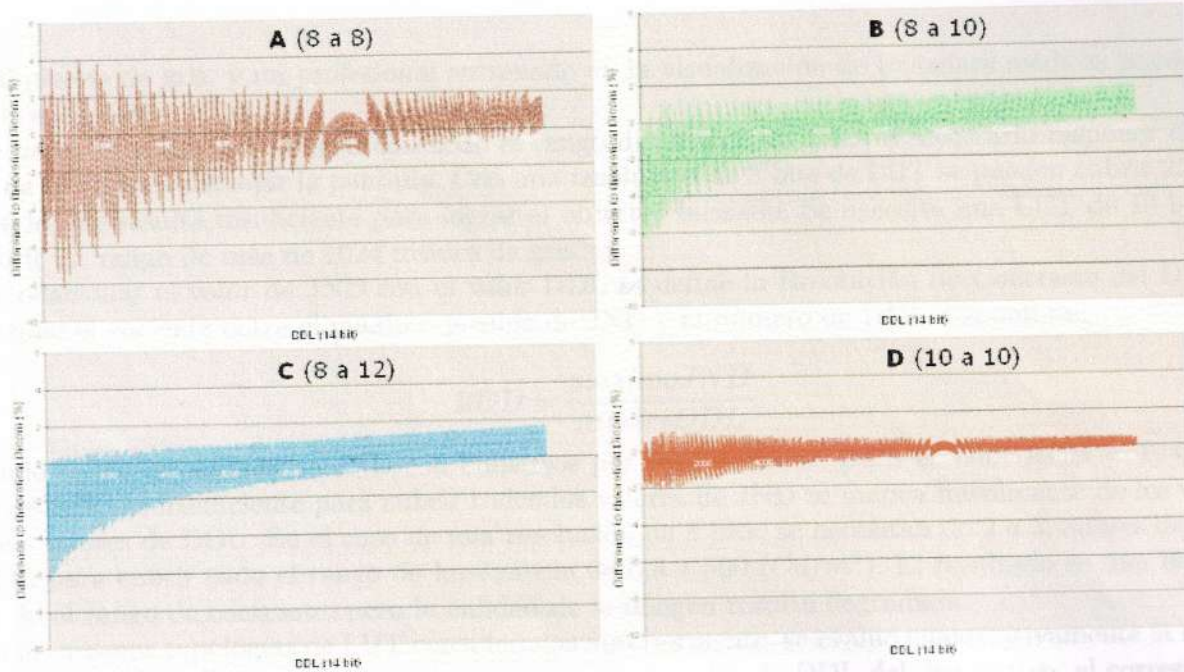


Figura 6: Resultado de la desviación DICOM para las topologías: (A) 8 a 8 bits, (B) 8 a 10 bits, (C) 8 a 12 bits, y (D) 10 a 10 bits. (Tomado de [1])

En el caso **(A)**, topología de 8 a 8 bits, se observa que el error máximo alcanza el 8%, y el error para los primeros valores de JND es de 4% pico a pico. En el caso **(B)** la topología es de 8 a 10 bits, lo que incrementa la precisión con la que se define el valor de luminancia, pero no el número de valores posibles de JND, que sigue siendo 256. El error máximo es de 6%, y el error para los primeros valores de JND es de 1.8% pico a pico. El caso **(C)**, topología 8 a 12 bits, es similar al **(B)**, pero ahora el valor de luminancia se define con una precisión de 12 bits en lugar de 10. El resultado obtenido no difiere demasiado del caso anterior, ya que el error de pico sigue siendo de 6%, y el error para los primeros valores de JND es de 1.8% pico a pico. La principal diferencia que se observa es que el error es más regular para los distintos valores de DDL. Finalmente, para el caso **(D)**, con una topología de LUT de 10 a 10 bits, el resultado obtenido es notoriamente mejor. El error de pico es de 2%, y el error para un amplio rango de valores de JND no supera el 1% pico a pico.

El cuadro 1 muestra que utilizando una precisión de 10 a 10 bits para la LUT, se obtiene un factor de 2 a 3 veces mejor en relación a la topología 8 a 8 bits. Además, no se observan mejoras al incrementar el número de bits de salida de la LUT si no se incrementa el número de bits de entrada.

4.2. Resolución de contraste

La curva DICOM GSDF describe valores absolutos de luminancia. Una pantalla LCD cubre un rango de luminancia que va de 0.8 a 500 (Cd/m^2). Dentro de ese rango una persona normal distingue 720 JND, es

Cuadro 1: Resumen de los resultados del estudio de error

Topología (bits)	Error de pico(%)	Error Pico a Pico promedio (%)
8 a 8	8	4
8 a 10	6	1.8
8 a 12	6	1.8
10 a 10	2	1

decir 720 niveles de gris, y un profesional entrenado en la visualización de imágenes médicas puede llegar a distinguir entre 800 a 1000 JND.

Si se busca mostrar una imagen con todo el rango disponible de JND, es necesario disponer del mismo número de DDL para manejar la pantalla. Con una resolución de 8 bits de LUT se pueden cubrir 256 valores distintos, lo que resulta insuficiente para lograr el objetivo buscado. Se necesita una LUT de 10 bits o más para cubrir un rango de más de 1024 niveles de gris.

Para relacionar el valor de JND con el valor DDL se define la Resolución de Contraste del Dispositivo (RCD) como el cociente entre el máximo posible de JND y el número de DDL disponibles:

$$RCD = \frac{\text{maximoJND}}{\text{nivelesDDL}} \quad (1)$$

Cuando todos los valores de JND son cubiertos por los valores de DDL el valor $RCD = 1$. Cuando el número de DDL es insuficiente para cubrir todos los valores de JND se mapea linealmente de los valores de JND a los valores de DDL. En el caso de una resolución de 8 bits, se necesitan de 2 a 3 valores de JND por cada DDL para cubrir todo el rango de luminancia de 0.8 a 500 (Cd/m^2). El resultado es una imagen que cubre todo el rango de contraste, pero la calidad de la imagen resulta degradada.

Para las mismas topologías de LUT consideradas anteriormente, se evaluó cuantitativamente la resolución de contraste, obteniendo curvas que grafican, para los intervalos de DDL del dispositivo, el correspondiente incremento en luminancia, expresado como valores JND. En el caso ideal de un dispositivo que cumpla con el estándar DICOM, se obtendría un JND por cada DDL. El resultado para las topologías estudiadas se muestra en la figura 7.

Para la topología **(A)**, se observa que para algunos pasos de DDL el incremento de JND llega hasta 4.6, es decir que en un paso el nivel de luminancia que debería ser 1 es de 4.6. Los niveles intermedios de JND no se pueden lograr, quedando en cero. Para la topología **(B)** se observa que el valor medio de JND es 2.5, por lo que tampoco se logra la relación deseada de un JND por DDL. Lo mismo ocurre con la topología **(C)**, en este caso no varía el valor medio, que se mantiene en 2.5, pero se logra una menor dispersión del mapeo de DDL a JND. El resultado para la topología **(D)**, de 10 a 10 bits, indica que es la que mejor aproxima al estándar DICOM, ya que el valor medio de pasos de luminancia es de 0.6 JND. Para unos pocos valores de DDL los pasos JND exceden la unidad, siendo menores que 1.2. Como la mayoría de los valores es menor que uno, los valores $JND = 0$ no representan un problema porque no son percibidos.

Cuadro 2: Resumen de los resultados del estudio de resolución

Topología (bits)	Grisés simultáneos	Valor pico JND a DDL	Valor medio JND a DDL
8 a 8	256	4.6	2.3
8 a 10	256	3.5	2.65
8 a 12	256	2.75	2.5
10 a 10	1024	1.3	0.65

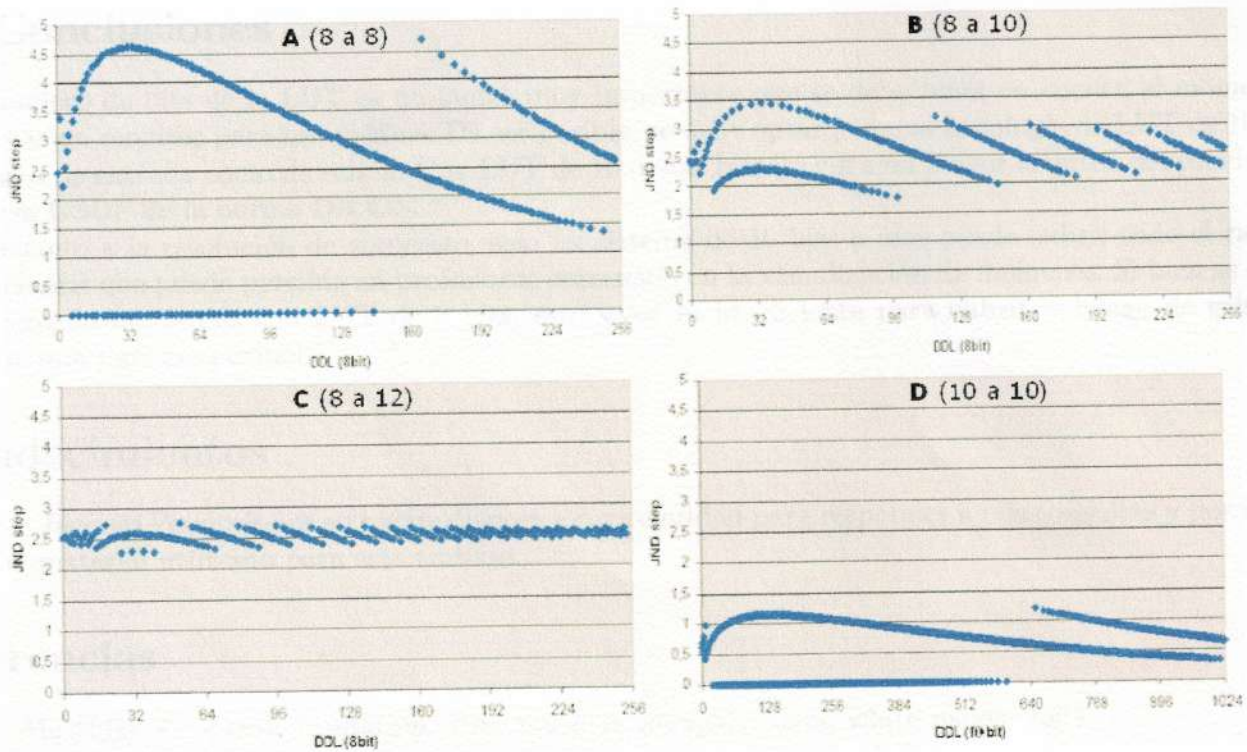


Figura 7: Pasos JND por cada DDL. (Tomado de [1])

El resumen del cuadro 2 muestra que un dispositivo con una LUT de 10 a 10 bits presenta una respuesta entre 3 y 4 veces mejor que un dispositivo con una LUT de 8 a 8 bits.

4.3. Mach banding

Mach banding es una ilusión óptica nombrada en honor a su descubridor, Ernest Mach. Se refiere a la forma en la que el sistema visual humano percibe los cambios bruscos de contraste en límites alineados. En una transición de un nivel claro a un nivel oscuro, aparece un decremento justo antes de la transición y un incremento inmediatamente después de la transición. En la figura 8 se pudo observar este efecto.



Figura 8: Efecto Mach banding en una transición de nivel. Las flechas indican dónde se percibe este efecto.

Una resolución de grises limitada provoca que la diferencia de luminancia entre dos valores consecutivos sea mayor, incrementando la probabilidad de este efecto. Otro factor que influye es que la luminancia de los dispositivos LCD es mayor que la de los monitores CRT. Las imágenes médicas de alta calidad sufren de este efecto, sin embargo no se ha cuantificado la relación con el número de bits de resolución utilizado.

5. Conclusiones

El número de bits de la LUT es un factor muy importante que se debe tener en cuenta al momento de seleccionar un monitor para uso médico. De ser posible, se debe optar por una topología de LUT de 10 bits o más, tanto de entrada como de salida. Una LUT de 10 o más bits asegura un menor error en la aproximación a la curva GSDF de la norma DICOM.

En cuanto a la resolución de contraste, solo un sistema de 10 bits o más puede cubrir todo el rango de niveles de gris que puede percibir un profesional entrenado en la visualización de imágenes. Si bien se ofrecen en el mercado monitores con LUT de 8 bits, este valor es insuficiente para cubrir el rango de grises que distingue una persona normal.

Agradecimientos

Al Sr. Jacques Fauquex por su buena disposición y celeridad para responder a mis consultas y por facilitar parte del material utilizado para este trabajo.

Referencias

1. Paul Matthijs, *Grayscale resolution: How much is enough?*, Barco white paper, 2003.
2. H. Roehrig, A. Chawla, E. Krupinski, J. Fan, K. Gandhi, *Why should you calibrate your display?*, The University of Arizona.
3. DICOM *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 14 Grayscale Standard Display Function PS3.1-2003*, <http://medical.nema.org>.
4. Jonathan Whitby, *The DICOM standard*, Barco white paper, 2007.
5. Franco Simini, *Ingeniería Biomédica, perspectivas desde el Uruguay*, Núcleo de Ingeniería Biomédica, Universidad de la República Oriental del Uruguay, 2007.
6. Jacques Fauquex, *Criterios de calidad de monitores de imágenes para uso médico: ¿Cuáles son las especificaciones mínimas?*, Conferencia del Sr. Jacques Fauquex en el XVI Seminario de Ing. Biomédica, 2007.
7. Geert Carrein, *10 reasons to use a medical display system*, Barco white paper, 2006.
8. Geert Carrein, *Characteristics of CRT and LCD displays*, Barco white paper, 2003.
9. R. Beau Lotto, S. Mark Williams, Dale Purves, *Mach bands as empirically derived associations (PNAS 1999;96:5245-5250)*, Department of Neurobiology, Duke University Medical Center, 1999.